

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE
DO PORTO
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

Marlene da Graça Silva Pereira

STIFFNESS DA TIBIOTÁRSICA E REFLEXO DE
HOFFMAN DO MÚSCULO SOLEAR EM SUJEITOS COM
LESÃO NEUROLÓGICA
ESTUDO SÉRIES DE CASOS

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva e co-orientação da Professora Doutora Andreia Sousa.

J a n e i r o , 2 0 1 5

Agradecimentos

À Professora Doutora Augusta Silva, que sempre contribuiu para o meu crescimento pessoal e profissional orientando a realização deste trabalho de forma imprescindível.

À minha co-orientadora, pela prestabilidade e ajuda.

Aos participantes no estudo, que me permitiram fazer parte do seu processo de reabilitação.

Ao local de estágio e todos os colegas pela compreensão e ajuda.

Obrigada.

Índice Geral

Índice de Tabelas	V
Índice de Figuras	V
Índice de Abreviaturas	V
CAPITULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPITULO II – ESTUDO SÉRIE CASOS	5
Resumo	7
Abstract	8
1.Introdução.....	9
2.Metodologia.....	12
2.1 Participantes.....	12
2.2 Instrumentos	13
2.3 Procedimentos.....	15
2.3.1 Procedimentos de Avaliação.....	15
2.3.1.1 Recolha de dados	15
2.3.1.2 Análise de dados	18
2.3.2 Intervenção	19
2.4 Ética.....	25
3.Resultados.....	27
4.Discussão	36
5.Conclusão	39
CAPITULO III – DISCUSSÃO/CONCLUSÃO	40
Bibliografia.....	41
Anexo A	47

Índice de Tabelas

Tabela I – Caracterização dos sujeitos quanto ao género (M-Masculino; F-Feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (m), membro contralateral à lesão (CONTRA), <i>score</i> FM-MI (<i>score</i> máximo 36), <i>score</i> MAS (Modified Ashworth Scale 0-4) e tempo de evolução (meses)	13
Tabela I-PP e hipótese clínica delineadas para os sujeitos em M0 (CONTRA- membro + afetado pela lesão; IPSI- membro - afetado pela lesão)	20
Tabela II-Plano de intervenção para os indivíduos em estudo	22
Tabela III-Resultados Hslp/Mslp para os indivíduos em M0 (Momento inicial) e M1 (Momento final) no membro maioritariamente lesado (CONTRA) e menos lesado (IPSI)	27
Tabela IV-Valores do <i>Stiffness</i> (Nm/grau) para os indivíduos A,B e C	29
Tabela V-Valores do <i>Stiffness</i> (Nm/grau) para os indivíduos D, E e F	31
Tabela VI- Resultados Observacionais entre M0 e M1 para os indivíduos A,B,C,D,E e F	33

Índice de Figuras

Gráfico 1- Rácio Hslp/Mslp (eixo x) para os indivíduos A,B,C,D,E, e F(eixo y) em M0 e M1 nos membros +afetado(CONTRA) e -afetado (IPSI)	27
--	----

Índice de Abreviaturas

CONTRA – membro contralateral ao hemisfério lesado
CP -Controlo Postural
DF - Dorsiflexão

EMG – Eletromiografia

FM - *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke*

MAS- *Modified Ashworth Scale*

FP – Flexão Plantar

GM – gastrocnémio medial

ISPI – membro ipsilateral ao hemisfério lesado

MI – Membro Inferior

NMs – Neurónios motores inferiores

SN – Sistema Nervoso

SNC – Sistema Nervoso Central

SOL – Solear

TT – Tibiotársica

CAPITULO I-INTRODUÇÃO

Introdução

O estudo da Neurociência tem permitido compreender melhor a função do sistema nervoso com respetivas repercussões no comportamento neuro-motor (Gjelsvik, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2012; medicalnewstoday)

Neste âmbito, são vários os aspetos em investigação e consequentemente em desenvolvimento, tais como moleculares, celulares, de desenvolvimento, funcionais e clínicos. A realização de estudos não só em animais, mas também em humanos (saúdáveis ou com patologia), aliado aos avanços em neuroimagem não invasiva (tomografia computadorizada, tomografia por emissão de positrões, e a ressonância magnética funcional), permitem uma visão integrada do funcionamento do encéfalo permitindo o estudo das alterações decorrentes de lesões do Sistema Nervoso Central (SNC) (Mazzafera, 2008). Esta área de investigação é de extrema importância já que mais de 1.000 patologias do cérebro e do SNC em geral resultam num maior número de hospitalizações. Em 2007, dados da Organização Mundial de Saúde estimavam que as patologias do foro neurológico afetavam até um bilião de pessoas em todo o mundo, com custos elevadíssimos. Na verdade, as estatísticas apontam para que as patologias neurológicas correspondam a 11% do total de patologias do mundo, não incluindo a saúde mental e transtornos de dependência (<http://www.sfn.org/>).

Estas estimativas são baixas tendo em conta a falta de dados estatísticos e tratamento em países em desenvolvimento. À medida que melhores cuidados de saúde chegam a estes países, o número de doentes que necessitam de intervenção irá aumentar e consequentemente justificar a necessidade de se desenvolverem estudos no sentido de potenciar a reabilitação dos sujeitos com patologias do foro Neurológico.

A lesão e/ou patologia do SNC causa danos nas estruturas e consequentemente nas suas projeções neuronais (Dobkin, 2005). A recuperação funcional nos sujeitos com lesão neurológica depende da efetividade de mecanismos neurofisiológicos dependentes da atividade constituindo esta uma propriedade fundamental para os ganhos funcionais. Portanto, a Reabilitação deverá orientar esta neuroplasticidade sendo importante salientar que as estratégias definidas devem ter como objetivo a modulação das redes sináticas que se re-organizam face aos défices neurais existentes. (Dobkin, 2005)

Cabe também à fisioterapia promover esta reorganização neural, de forma a potenciar atividade funcional com vista à participação destes sujeitos em comunidade. Este processo de reorganização neural pode ser conseguido através da promoção de input para o SNC. Este *input*, nas suas múltiplas vertentes, visual, propriocetivo, sensorial entre outros, deve induzir respostas ativas dos sujeitos em contexto de tarefa funcional. (Meadows & Williams, 2009). É também fundamental que a intervenção em Fisioterapia explore componentes biomecânicas para potenciar melhores níveis de ativação muscular, minimizando o desenvolvimento de estratégias compensatórias de movimento e consequentemente prevenir potenciais défices secundários (Gjelsvik, 2008).

Esta abordagem em fisioterapia pressupõe, por parte da equipa multidisciplinar capacidade de através da análise dos componentes de movimento inerentes à realização da tarefa em contexto dinâmico perceber quais os problemas a resolver assim como seleccionar estratégias e procedimentos de intervenção. Esta complexidade inerente ao processo de raciocínio clínico justifica a realização de estágio clínico por forma a desenvolver competências através da partilha de experiências com profissionais “experts” na área.

Assim, e no âmbito do mestrado em Fisioterapia opção Neurologia, foi realizado um estágio clínico na área dos adultos que, mesmo apresentando diagnósticos parecidos, revelaram características únicas e individuais, capazes de justificar uma intervenção direccionada para principais problemas tendo justificado a realização de um estudo de investigação - série de casos .

CAPÍTULO II-ESTUDO DE SÉRIES DE CASO

***Stiffness* da Tibiotársica e Reflexo de *Hoffman* do músculo Solear em Sujeitos com Lesão Neurológica**

Estudo Série de Casos

Marlene Pereira¹, Augusta Silva², Andreia S.P. Sousa³

¹ESTSP- Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal,

marlenegspereira@gmail.com

²Área Científico-Pedagógica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal, smaugusta@gmail.com

³Área Científico-Pedagógica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal, asp@estsp.ipp.pt

Resumo

Introdução: O Controlo postural é fundamental para controlar a posição do corpo no espaço. A componente mecânica do CP pode ser avaliado através da resistência das estruturas articulares e periarticulares (*stiffness*.) O seu aumento é caracterizado frequentemente como espasticidade. No entanto, uma lesão do SNC que comprometa a função de sistemas com influência sobre o recrutamento de neurónios motores inferiores (NMs) e interneurónios, interfere essencialmente com a capacidade de recrutar e modular a atividade muscular. O rácio Hslp/Mslp é o melhor método para avaliar o grau de excitabilidade dos Motoneurónios.

Objetivo: Descrever o comportamento do *stiffness* da tibiotársica e o rácio Hslp/Mslp do Solear, em indivíduos com lesão neurológica, face a uma intervenção em Fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico.

Métodos: 6 Indivíduos foram sujeitos a um programa de reabilitação por um período de 3 meses, com 2 momentos de avaliação (M0 e M1). O torque e a amplitude articular da tibiotársica foi monitorizada, através do dinamómetro isocinético, durante o movimento passivo de dorsiflexão. Induziu-se o reflexo-H com um aumento da intensidade com incremento de 5 volts. A atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnémio Interno e Solear foi também recolhida. O valor de *stiffness* foi calculado através da relação torque/posição e o *Hoffman* através do rácio Hslp/Mslp.

Resultados: Houve ligeira diminuição dos valores do rácio Hslp/Mslp em M1, com exceção do Indivíduo F. A maioria dos Indivíduos apresenta diminuição do *Stiffness* no membro CONTRA em M1, à exceção do Indivíduo F. Os Indivíduos A, D e F apresentaram aumento do *Stiffness* no IPSI em M1, e os Indivíduos C e E, a diminuição do *Stiffness* em M1 foi mais acentuada do membro.

Conclusão: Na maioria dos Indivíduos, ocorreu uma diminuição do rácio Hslp/Mslp mais acentuada no membro CONTRA assim como uma diminuição do *Stiffness* da tibiotársica no membro CONTRA.

Palavras-chave: Controlo Postural, *Hoffman*, *Stiffness*, Reabilitação

Abstract

Introduction : Postural control is essential to control the body's position in space. The PC mechanical component can be measured by the resistance of the articular and periarticular structures (stiffness). Its increase is often characterized as spasticity. However, a CNS injury that compromises the function systems that influence the recruitment of lower motor neurons (MNs) and interneurons essentially interfere with the ability to recruit and modulate muscle activity. The Hslp/Mslp ratio is the best method to assess the degree of excitabilidade of motor neurons .

Objective: To describe the ankle stiffness behavior and the ratio Hslp/MSLP of the soleus muscle , in individuals with neurological injury , from an intervention in Physiotherapy based on a clinical reasoning process.

Methods: 6 subjects were subjected to a rehabilitation program for a period of three months , with 2 evaluation moments (M0 and M1) . The torque and the range of motion of the ankle was monitored through the isokinetic dynamometer , during passive dorsiflexion . Induced the H-reflex with an increase in intensity of 5 volts. The electromyographic activity of the gastrocnemius and soleus muscles was also collected. The stiffness value was calculated from the ratio torque / position and the Hoffman through Hslp / MSLP ratio.

Results: There was slight decrease in values of Hslp/MSLP in M1, except for subject F. Most individuals has decreased Stiffness in contralateral limb in M1 except Subject F. Subjects A, D and F showed an increase Stiffness of the IPSI in M1 , and the Subject C and E , the decrease in Stiffness in M1 was more pronounced limb .

Conclusion : In most individuals , a decrease of Hslp / MSLP ratio in contralateral limb as well as a decrease in the Stiffness in ankle on contralateral limb .

Keywords: Postural Control, Hoffman , Stiffness , Rehabilitation

1.Introdução

Nas diversas tarefas funcionais o papel atribuído ao controlo postural (CP) é fundamental já que lhe cabe a função de controlar a posição do corpo no espaço e na dupla tarefa de estabilidade e orientação. (Shumway-Cook & Woollacott, 2012) Para esta dupla função é fundamental a ocorrência de ajustes posturais que resultam também da interação do individuo na tarefa e ambiente em que está inserido (Camargo & Fregonesi, 2011). Para estes ajustes e relativamente ao individuo é importante referir os múltiplos *input's* que contribuem quer para o despoletar quer para a modulação destes ajustes.

Assim, os *input's* vestibulares, visuais e propriocetivos, permitem que o sistema nervoso "perceba" a cada momento a configuração dos segmentos corporais relativamente à posição no espaço, relação com a gravidade, tensão muscular vs estado de comprimentos muscular, entre outros (Montgomery e Connolly, 2003; Pollock, 2008; Nudo, 2007). Importa referir que esta informação vivenciada ao longo da múltiplas experiencias sensorio-motoras permite que os ajustes posturais sejam ativados previamente ao início do movimento de forma a minimizar a perturbação que o próprio movimento induz denominando-se de ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Massion, 1994). É importante também referir o controlo passivo do CP relacionado com as propriedades viscoelásticas dos músculos periarticulares possibilitam também um torque muscular adequado como resposta às oscilações posturais. (Asseldonk, Buurke, Bloem, Renzenbrink, Nene, & Helm, 2006; Carvalho & Almeida, 2008). Assim, o CP envolve uma complexa interação entre o sistema neuronal e o sistema músculo-esquelético, tendo por base a conexão entre as vias aferentes e eferentes, e a sua integração ao nível do Sistema Nervoso Central. Esta integração permite modular a atividade neuronal medular, essencial para que o CP seja eficiente (Camargo & Fregonesi, 2011; Chen & Zhou, 2011; Pinar, Kitano, & Koceja, 2010).

A componente mecânica do CP pode ser avaliado à periferia através da resistência das estruturas articulares e periarticulares ao movimento (Gabriel, 2008; Nordez, Cornu, & McNair, 2006; Pisano, 2000;) Esta, apesar de considerada uma propriedade mecânica e denominada de *stiffness*, engloba contribuições de todas as estruturas internas e externas à articulação (Blackburn, Padua, Riemann, & Guskiewicz, 2004;).

Considerando a importância das aferências para o CP, qualquer modificação que ocorra a esse nível, pode traduzir-se numa modificação do mesmo (Volpe, Popa, Ginanneschi, Spidalieri, Mazzocchio, & Rossi, 2006).

As propriedades do *stiffness* passivo têm vindo a ser investigadas em estudos das áreas de reabilitação, do desporto e em jovens. (Aquino, Gonçalves, Fonseca, & Fonseca 2004; Blackburn, Riemann, Padua, & Guskiewicz, 2004; Nordez et al., 2006;). Poucos estudos têm avaliado o *stiffness* em sujeitos pós Lesão Neurológica, com recurso a instrumentos de medida como o dinamómetro isocínético e eletromiografia (EMG) (Aquino et al., 2004; Lamontagne et al., 2000; Svantesson et al., 2000).

Na clínica, os indivíduos com aumento *stiffness* são frequentemente caracterizados como tendo espasticidade cuja causa tem sido atribuída à falta de inibição por parte das estruturas encefálicas lesadas (Willerslev-Olsen, Lorentzen, Sinkjaer, & Nielsen, 2013). No entanto, sabe-se que uma lesão do SNC que comprometa a função de sistemas com influência sobre o recrutamento de neurónios motores inferiores (NMs) e interneurónios, interfere essencialmente com a capacidade de recrutar e modular a atividade muscular (Huang, 2006). Assim, o aumento do *stiffness* passivo nos sujeitos com lesão neurológica pode ser entendido como uma adaptação funcional à diminuição de movimento ativo. A contribuição desta componente passiva pode ser tão elevada que pode atuar como um ponto de fixação, como por exemplo na tibia társica em que pode interferir com a rotação anterior da tibia em relação ao pé (Lamontagne et al., 2000). Ao nível desta articulação, o músculo solear surge como aquele que devido à sua função predominante de estabilidade necessita ser constantemente regulado em função da variação do input aferente, (Camargo & Fregonesi, 2011; Chen & Zhou, 2011). De facto, segundo Volpe, *et al.* (2006) alterações no *input* das fibras Ia, podem ocorrer à *posteriori* de uma lesão do SNC e levar a modificações da proprioção, devido a uma desorganização dos processos de inibição vs excitação sináptica (Ghotbi, et al., 2007). Para avaliar a modulação neuronal medular, o estudo do reflexo de *Hoffman* (reflexo-H) tem demonstrado ser uma ferramenta viável. (Higashi, 2001; Hwang, Lin, Tung, Wang, 2004; Chen & Zhou, 2011; Hwang, Jeon, Kwon, Yi, 2011; Funase, Higashi, Yoshimura, Imanaka, Nishihira, 1996; Fuchs, Sanghvi, Wieser, & Schindler-Ivens, 2011; Knikou, 2008; Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004; Tucker, Tuncer, Türker 2005; Huang Wang, Hwang, 2006). A utilização da eletromiografia para quantificar o Reflexo de Hoffman tem sido descrita como a melhor forma de avaliar a

resposta neurofisiológica do músculo.(Hwang, Jeon, Kwon, Yi, 2011, ; Hwang, Lin, Tung, Wang, 2004, Pisano et al 2000). Assim, para avaliar a influência que uma lesão do SNC decorrente da desorganização da inibição e excitação sináptica (Fuchs, Sanghvi, Wieser, & Schindler-Ivens, 2011; Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004), podemos considerar o rácio Hslp/Mslp é o melhor método para avaliar o grau de recuperação motora avaliado pela excitabilidade dos Motoneurónios. (Higashi, 2001).

Assim, estabeleceu-se como objetivo deste estudo descrever o comportamento do stiffness da tibiotársica e o rácio Hslp/Mslp do músculo Solear, nos dois membros inferiores, em indivíduos com lesão neurológica, face a uma intervenção em Fisioterapia baseada num processo de raciocínio clínico.

2. Metodologia

2.1 Participantes

Foram selecionados 6 pacientes (5 do género masculino e 1 do género feminino), que apresentavam história de lesão neurológica unilateral em que o episódio tenha ocorrido há pelo menos seis meses (lesão em fase crónica) (Camargos, Goulart, & Teixeira, 2009). Tendo por base a aplicação escala *Modified Ashworth Scale*, os indivíduos apresentavam aumento de tónus, tendo todos eles pelo menos valor de 1. (Lamontagne et al., 2000; Pisano et al., 2000; Roy et al., 2013).

Para garantir o comprometimento dos MI's, todos os participantes apresentaram pontuação inferior a 28 na escala *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (FM) referente ao membro inferior (MI) contralateral à lesão (Camargos et al., 2009; Lamontagne et al., 2002); estavam possibilitados de realizar flexão plantar (FP) e dorsiflexão (DF) de forma passiva na posição de sentado com extensão do joelho (Chou et al., 2003) e estavam capazes de assumir a posição de decúbito ventral.. Os sujeitos apresentavam um nível cognitivo preservado para o entendimento de ordens simples (confirmado pela *Mini Mental State Examination* (MMSE) (Chou et al., 2003; Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005).

Assegurou-se também que os sujeitos não tinham tido história de lesões músculo-esqueléticas nos últimos 6 meses e/ou intervenção cirúrgica nos MI's (Ashford & De Souza, 2000; Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Dehail et al., 2007)

Na tabela I estão caracterizados os indivíduos que integraram o estudo

Tabela VII- Caracterização dos Indivíduos quanto ao género (M-Masculino, F-Feminino), idade (anos), peso (Kg), altura (m), membro contralateral à lesão (CONTRA) score FM-MI (score máximo 36) score MAS (*Modified Ashworth Scale* 0-4) e tempo de evolução (meses)

Indivíduo	Género	Idade	Peso	Altura	Membro CONTRA	FM- MI	MAS	Tempo de evolução
A	M	35	74	1.76	DRT	20	1+	16
B	M	44	84	1.65	DRT	18	2	20
C	M	42	85	1.82	ESQ	15	1	18
D	F	31	60	1.70	ESQ	15	3	14
E	M	20	64	1.77	DRT	24	1	11
F	M	55	80	1.72	ESQ	26	3	15

2.2 Instrumentos

A escala proposta por *Ashworth*, na sua versão original, e posteriormente modificada por *Bobannon* e *Smith*, permanece atualmente como o método de referência na avaliação clínica da Espasticidade . (Calota, Feldman, Levin, 2008)

Este método baseia-se numa avaliação qualitativa, pelo clínico que testa o membro/articulação afetada, da hipertonia muscular, isto é, a resistência oferecida ao estiramento muscular resultante de um aumento anormal do tônus muscular. O processo consiste em promover, manualmente, estiramentos musculares passivos. O paciente é avaliado segundo a resistência oferecida ao movimento, numa classificação constituída por cinco níveis, de 0 a 4 em que 0 consiste em Nenhum aumento no tônus muscular e 4: parte afetada em rigidez/anquilose articular sem movimentos passivos ou ativos da articulação. (Barnes, Johnson, 2008)

Aplicou-se a FM-MI para determinar o comprometimento motor dos MI's; a versão adaptada para a população portuguesa foi validada por Cristina Santos (2002). A validação englobou a avaliação da validade de conteúdo, a análise da fidedignidade interobservador ($n=31$, $\rho=1,000$ e $0,999$ [0,000]), a consistência interna ($n=15$, $\alpha=0.9330$) e a sensibilidade à mudança ($n=31$, Kolmogorov-Smirnov $=0,515$ [0,953]) (Gladstone, Danells, & Black, 2002; Santos, Cabri, & Pascoalinho, 2002).

No sentido de identificar possíveis alterações cognitivas que pudessem interferir com a capacidade de compreensão dos procedimentos a aplicar e de ordens simples foi aplicada a *Escala Mini Mental State Examination* (MMSE), sendo este o instrumento

mais comumente utilizado, pela sua simplicidade, rapidez de aplicação e pelos baixos valores de variabilidade inter-observador (Bour, Rasquin, Boreas, Limburg, & Verhey, 2010). Esta escala encontra-se validada para a população portuguesa por Guerreiro *et al.* (1994) e, embora não se encontrem disponíveis os valores de validade e fiabilidade, vários estudos indicam este instrumento para avaliação em indivíduos com lesão neurológica, sendo que o seu *score* pode variar entre 0 a 30 pontos, considerando existência de défice cognitivo quando o *score* obtido é ≤ 15 para analfabetos, ≤ 22 para escolaridade de 1 a 11 anos e ≤ 27 para escolaridade superior a 11 anos.

Para a recolha da atividade eletromiográfica dos músculos Solear (SOL) (recolha do *Hoffman* e *Stiffness*) e Gastrocnémio Medial (GM) (recolha do *Stiffness*) usou-se o sistema Biopac MP100 Workstation (BiopacSystemsInc., sede em AeroCamino, Goleta, California, EUA). Utilizaram-se elétrodos ativos, TSD 150B, de superfície circular de cloreto de prata (AgCl), com diâmetro de 11,4 mm, impedância de entrada de 100M Ω e CMRR (*Common-mode rejection ratio*) de 95 dB (Correia & Mil-Homens, 2004; Loram & Lakie, 2002; Carvalho & Almeida, 2008). Especificamente para a recolha do reflexo de *Hoffman* recorreu-se a dois elétrodos de estimulação (conjunto ânodo/cátodo), ambos de marca Dura-Stick plus (Cefar Compex), configuração retangular, com 5*5 cm de superfície de deteção sendo que ambos estavam ligados ao estimulador da Biopac System (modelo STMISOC), associado ao módulo STM100C (Chen & Zhou, 2011). O uso da eletromiografia, para a quantificação da atividade muscular dos músculos em questão, caracteriza-se por ser um instrumento preciso e válido (Di Fabio, 1987; Kollmitzer, Ebenbichler, & Kopf, 1999).

Na preparação da pele, prévia à recolha EMG, foi utilizado uma gilete, lixa abrasiva, álcool e algodão, e ainda um medidor Noraxon® (Noraxon, Scottsdale, Arizona) para avaliar o grau de impedância da pele.

Para recolher informação relativa ao torque, velocidade e posição angular da TT, no movimento passivo de DF, recorreu-se a um dinamómetro isocinético da marca/modelo Biodex System 4 Pro® (Biodex Medical Systems, Inc. sede em Ramsay Road Shirley, New York 11967-4704 USA), ligado ao sistema Biopac MP100. O dinamómetro isocinético é um instrumento fiável (com um ICC=0,97) e válido (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004).

De forma a definir a posição neutra da TT na alavanca do dinamómetro isocinético, foi utilizado um Goniómetro Universal com erro padrão de medição de 5°

(Loram & Lakie, 2002). Este instrumento é a medida “padrão de ouro” nas medições articulares e apresenta um coeficiente de correlação intraclass (ICC) excelente (0,91 a 0,97) (Venturini, André, & Aguila, 2006). Para a análise e processamento dos sinais obtidos pelo dinamómetro isocinético e sinal eletromiográfico recorreu-se ao *software* Acqknowledge®, versão 3.9 (Biopac Systems Inc, sede em Goleta, CA, USA) (Lévénez, Kotzamanidis, Carpentier, & Duchateau, 2005; Tokuno, Garland, Carpenter, Thorstensson, & Cresswell, 2008) para o sistema MP100 e pelo *software* Office Excel 2007, da Microsoft.

2.3 Procedimentos

2.3.1 Procedimentos de avaliação

A avaliação decorreu em 2 momentos, um momento inicial (M0) e após 3 meses (M1). A avaliação das componentes de movimento dos sujeitos foi registada em vídeo e teve por base as referências para a observação (alinhamento ósseo e muscular, nível de atividade, distribuição de carga na base de suporte). Esta foi realizada por duas fisioterapeutas com experiência clínica na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath*, sob a supervisão de uma *expert* na área. Com base nesta avaliação formulou-se o principal problema a resolver de cada sujeito, com a respetiva hipótese clínica. Foram também definidas as estratégias adequadas, quer para a fase preparatória como para a fase de ativação muscular (Gjelsvik, 2008; Raine, 2009).

Os procedimentos necessários para a recolha do *stiffness* e do *Hoffman* desenvolveram-se no Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

2.3.1.1 Recolha de dados

Todos os procedimentos a seguir referidos foram aplicados a ambos os MI's.

Antes da colocação dos elétrodos e recolha do sinal, preparou-se a pele para reduzir a impedância da mesma, com o intuito de melhorar a qualidade do sinal eletromiográfico, sendo que para isso, através das técnicas de tricotomia, removeram-se

os pêlos da área de colocação do eletrodo e a superfície morta da pele com uma lixa abrasiva, prosseguindo-se à limpeza da pele com álcool de forma a obter-se valores de impedância $\leq 5\text{ K}\Omega$, confirmados pelo medidor de impedância da Noraxon (Fimland, et al., 2011; Higashi, et al., 2001; Correia & Mil-Homens, 2004). As referências anatômicas foram selecionadas segundo as Orientações Europeias de EMG e a localização dos eletrodos foi confirmada através de palpação sendo o eletrodo colocado na zona mais proeminente do ventre muscular dos músculos SOL e GM de forma a obter potenciais máximos e a assegurar uma ampla superfície de contacto; a colocação dos eletrodos seguiu as referências da bibliografia consultada (Camargos et al., 2009; Correia & Mil-Homens, 2004; Lamontagne et al., 2000; Riemann et al., 2001;). O eletrodo terra por sua vez foi colocado sobre o maléolo externo para a recolha do *Hoffman* e na rótula para a recolha do *Stiffness* (Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004).

Antes da realização da tarefa, foi verificada a qualidade do sinal eletromiográfico tendo sido avaliada a linha de base e o espectro de frequências. Foi estabelecido um intervalo de pelo menos 5 minutos para o início da recolha do sinal eletromiográfico (Correia & Mil-Homens, 2004).

Para a recolha do *Stiffness* foi selecionado o conjunto postural de sentado, com fixação lateral do tronco, flexão da coxofemoral, posição neutra do joelho (0° de extensão) e posição neutra da TT. (Riemann et al., 2001; Vattanasilp et al., 2000). Foi essencial manter esta posição inalterada entre os 3 ensaios, diminuindo a variabilidade entre os mesmos. Cada participante permaneceu com o pé fixo na base amovível do dinamómetro isocinético e o maléolo lateral alinhado com o eixo de rotação do aparelho (Loram & Lakie, 2002; Vattanasilp et al., 2000).

A amplitude de DF e FP utilizadas no dinamómetro durante o protocolo foi a máxima amplitude não desconfortável e sem recurso a compensações para cada sujeito individualmente. Para cada sujeito foi realizado movimento passivo de DF da TT a três velocidades constantes ($5^\circ/\text{s}$, $1^\circ/\text{s}$ e $0,25^\circ/\text{s}$). Estas velocidades foram escolhidas visto que segundo o estudo de *Rydahl et al* (2004) e Leite (2012) quanto menor for a velocidade do movimento menor é a probabilidade de desencadear o reflexo miotático, sendo que a velocidade de $5^\circ/\text{s}$ está reportada como a velocidade máxima que não desperta este reflexo nos indivíduos saudáveis (Leite et al., 2012; Rydahl & Brouwer, 2004). Tendo em conta este fator optou-se por três velocidades, uma reportada pela bibliografia, uma intermédia ($1^\circ/\text{s}$) e a velocidade mínima que o dinamómetro isocinético

consegue atingir (0,25°/s). Os sujeitos foram orientados no sentido de referir qualquer desconforto e a não resistirem ou auxiliarem, o movimento da alavanca (Riemann et al., 2001).

A recolha do sinal eletromiográfico durante o procedimento é importante no sentido de, no tratamento de dados ser possível excluir os momentos em que houve contração muscular., isto para que a variação do *Stiffness* seja o mais constante possível, não contemplando portanto o *Stiffness* reativo, garantindo que estamos a avaliar apenas o *Stiffness* passivo.(Forbes, Happee, van der Helm, & Schouten, 2011; Kobayashi et al., 2010)

Para a recolha do reflexo de *Hoffman* optou-se pelo posicionamento em decúbito ventral (DV), descrito por Tucker *et al.* (2005) e Palmieri *et al.* (2004), com grau de flexão do joelho cerca de 20° e tibiotársica posicionada livremente, uma vez que este posicionamento minimiza a influência do sistema vestibular, tendo em consideração a sua influência na atividade reflexa e consequentemente, na amplitude da atividade eletromiográfica de base. Esta posição foi mantida durante toda a recolha, tendo-se evitado também a rotação da cabeça (Chen & Zhou, 2011).

De forma a familiarizar os participantes com os estímulos elétricos, bem como confirmar o local de colocação do cátodo ao nível do nervo tibial, antes de se registarem os dados foram gerados estímulos de intensidade submáxima durante um pequeno intervalo de tempo (5-10 minutos) (Scaglioni, Narici, Maffiuletti, Pensini, & Martin, 2003). Aplicou-se um estímulo elétrico percutâneo de 0,5 ms, no nervo tibial, de forma a diminuir o desconforto ao nível da pele, gerando uma resposta motora ao nível do SOL, sendo que para a estimulação os elétrodos foram colocados numa disposição bipolar, com o cátodo na fossa poplíteia sobre o nervo tibial e o ânodo sobre a rótula (Chen & Zhou, 2011; Higashi, et al., 2001; Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004; Tucker, Tuncer, & Türker, 2005; Tokuno, Garland, Carpenter, Thorstensson, & Cresswell, 2008).

Por último, induziu-se o reflexo-H individualmente, com um aumento da intensidade com incremento de 5 volts desde o limiar de ativação das fibras Ia, momento em que surge curva H, até ao surgimento de M_{máx} e sua estabilização, tendo sido os estímulos aplicados com um intervalo de 10 segundos, o intervalo de tempo apropriado para minimizar os efeitos da depressão pós-ativação na amplitude do reflexo-H, que

depende do período refratário das fibras Ia (Chen & Zhou, 2011; Higashi, et al., 2001; Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004).

Para a recolha EMG foram obtidos 3 valores de reflexo-H, a cada valor de intensidade, tendo sido calculada a média para obtenção do valor final.

De forma a evitar erros na recolha EMG, minimizando a variabilidade da localização dos elétrodos, a identificação do ponto de colocação de elétrodos e a colocação dos mesmos foi realizada sempre pelo mesmo investigador.

2.3.1.2 Análise de dados

Na análise do *Stiffness*, o sinal eletromiográfico e os dados do dinamómetro isocinético foram processados através do *software* de análise Acqknowledge®, versão 3.9., visto que foi necessário cruzar os dados do dinamómetro isocinético com a atividade eletromiográfica de forma a obter a posição angular e o torque nos momentos onde não ocorreu um aumento do sinal eletromiográfico do SOL e GM em relação ao sinal obtido na posição inicial.

O *stiffness* foi quantificado através do declive da função relativa ao torque e posição angular da TT, durante o movimento passivo de DF. Para isso, numa primeira fase, para cada ensaio foi calculada através de um gráfico de dispersão no software Microsoft Office Excel, a função polinomial de quarto grau ($F(x) = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e$) que relacionou a posição angular da TT (x) com o torque ($F(x)$).

Posteriormente e, sabendo que o *stiffness* corresponde à derivada da função supramencionada, calculou-se $F'(x) = 4ax^3 + 3bx^2 + 2cx + d$, de forma a obter o seu valor para cada posição angular.

Foram excluídos da análise do *stiffness* os intervalos onde a atividade eletromiográfica tenha assumido um valor igual ou superior a 5% do máximo obtido durante o movimento passivo, durante pelo menos 50 milissegundos (Hodges & Bui, 1996). Previamente o sinal eletromiográfico foi filtrado com um passa-banda de 20 a 450 HZ (Lorentzen et al., 2012).

Assim, com os valores válidos de *stiffness* (sem aumento da atividade muscular de SOL e GM em resposta ao alongamento) criaram-se gráficos onde se expressa a linha

de tendência deste, sendo possível observar o comportamento do *stiffness* para a amplitude individual de cada sujeito.

Na análise do reflexo de *Hoffman*, o sinal eletromiográfico foi submetido a um filtro de 10 a 750 Hz (Lévénez, Kotzamanidis, Carpentier, & Duchateau, 2005; Palmieri, Ingersoll, & *Hoffman*, 2004).

O declive de ambas as curvas obteve-se através dos seus valores de amplitude (*peak-to-peak*), tendo sido exportados para o *Microsoft Office Excel*, gerando-se assim um gráfico representativo do reflexo-H e da resposta M, no qual se selecionaram todos os pontos ascendentes entre o momento inicial de estimulação e o valor máximo de H e M, determinando-se posteriormente o declive de ambas, H_{slp} e M_{slp} , através do esquema gráfico $f(x) = mx + b$. (Higashi, et al., 2001; Palmieri, Ingersoll, & *Hoffman*, 2004).



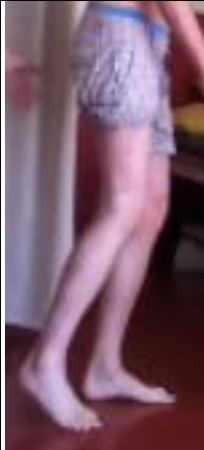
Para avaliar a excitabilidade dos motoneurónios em repouso, foi calculado o rácio entre o declive do reflexo H e as resposta M. (Funase, 1996, Silva 2013)



2.3.2 Intervenção

A intervenção realizada teve como base o Conceito de *Bobath*, com a frequência de três vezes por semana e duração média de uma hora. Para cada sujeito foram selecionados *frames* de partes de sequências de movimento e/ou conjuntos posturais de forma a evidenciar os processos identificados no processo de avaliação.

Na tabela II apresenta-se a definição do PP e Hipótese clínica dos 6 sujeitos em M0.

Tabela VIII-PP e hipótese clínica delineadas para os sujeitos em M0 (CONTRA-membro + afetado pela lesão; IPSI- membro - afetado pela lesão)

Sujeito	Foto	Principal Problema a resolver	Hipótese clínica
<u>A</u>		Diminuição da mobilidade do retro-pé sobre médio-pé por aumento da tensão dos músculos tibial posterior e solear;	A regulação da tensão dos músculos tibial posterior e solear irá permitir melhor mobilidade do retropé sobre médio pé na fase média de apoio da marcha, assim como reduzir <i>Stiffness</i> da tibiotársica
<u>B</u>		Diminuição do CP do hemitrongo CONTRA sobre o MI CONTRA	O aumento da função extensora do hemitrongo ipsi permitirá uma <i>standing leg</i> com adequado CP ao nível da tibiotársica e melhora relação de estabilidade-mobilidade entre as duas porções do grande dorsal do lado contra
<u>C</u>		Diminuição da função extensora do membro CONTRA	O aumento da atividade do pé sobre a coxa na fase de propulsão vai permitir melhorar CP e transferência de carga para o membro ipsi durante a marcha

<u>D</u>		Diminuição da função extensora do membro CONTRA	Aumentando o input através do pé e consequente atividade, vamos conseguir melhorar o link funcional entre o pé e a coxa, melhorando função extensora e organizando CP na posição de pé com repercussão na organização do <i>stiffness</i> da TT
<u>E</u>		Alteração da relação tensão/alongamento do músculo solear e intrínsecos do pé	Regulando a tensão do músculo solear e intrínsecos melhora a capacidade do pé influenciar CP da coxa e da TT
<u>F</u>		Aumento da tensão dos músculos posteriores da perna contra	Se regular a tensão dos músculos posteriores da melhora o CP e informação proprioceptiva do pé


Na tabela III encontra-se descrito o plano de intervenção realizado em cada um dos Indivíduos (A,B,C,D e E), face à avaliação realizada. O indivíduo F não cumpriu o plano de tratamento.

Tabela IX-Plano de intervenção para os indivíduos em estudo

Sujeito	Preparação	Ativação
A	<p>Melhorar Mobilidade do retro-pé e regular tensão do músculo SOL</p> 	<p>Integração em tarefas funcionais da transferência de carga sobre membro CONTRA através da ativação do movimento no membro IPSI</p> 

B	<p>Organização do segmento superior CONTRA de forma a não interferir com CP</p> 	 <p>Facilitar extensão linear e relação entre hemi-troncos. Integração desta função na posição de pé e marcha.</p>
C	<p>Organização da orientação segmentar e estabilidade na sequência funcional</p> 	<p>Modular a atividade extensora do membro inferior CONTRA</p> 

D	<p>Melhorar mobilidade da pélvis e relação com grade costal</p>  <p>Melhorar mobilidade do retro e médio pé</p> 	<p>Recrutar atividade do retro e médio pé, na posição de pé, aumentando a atividade do MI ipsilateral.</p>  <p>Recrutar atividade da coxa sobre o pé.</p> 
---	---	--

E	<p>Melhorar a mobilidade do retro e médio pé. Na posição de sentado baixo com referência no calcâneo;</p> <p>Na mesma posição referida anteriormente, regular a tensão do tendão de aquiles promovendo informação proprioceptiva.</p>	<p>Organização CP do pé sobre coxa CONTRA</p> 
F	O Sujeito F não cumpriu plano de intervenção	

É importante referir que neste plano estão referidas de forma sumária as estratégias e procedimentos que melhor se relacionam com os PP acima referidos. Acrescentamos ainda que as intervenções foram complementadas com orientações específicas para cada indivíduo e direcionadas a cada contexto em particular, nomeadamente profissional, familiar, entre outros.

2.4 Ética

O presente estudo encontra-se inserido no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, em que as questões éticas inerentes foram avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESTSP, bem como o pedido de autorização à Presidência da ESTSP e ao diretor do CEMAH para a utilização das instalações e dos materiais.

Todos os participantes foram informados acerca dos objetivos e procedimentos do estudo, tendo sido dada a oportunidade de consentirem e recusarem a sua participação a qualquer momento, sendo assinado por estes o consentimento informado segundo a

Declaração de Helsínquia, datada de 1964. O anonimato e a confidencialidade dos dados recolhidos foram mantidos ao longo de toda a investigação.

3.Resultados

Na tabela IV estão apresentados os resultados do rácio Hslp/Mslp para todos os indivíduos em estudo no momento M0 e M1 e no gráfico 1 estão apresentadas as relações entre o M0 e M1 IPSI e CONTRA para os mesmos Indivíduos

Tabela X-Resultados Hslp/Mslp para os indivíduos em M0 (Momento inicial) e M1 (Momento final) no membro maioritariamente lesado (CONTRA) e menos lesado (IPSI)

Indivíduo	M0		M1	
	CONTRA	IPSI	CONTRA	IPSI
A	5.47	1.04	2.18	3.35
B	3.23	3.99	3.12	3.73
C	4.35	4.30	3.95	4.11
D	2.73	2.80	1.02	0.98
E	2.61	1.15	2.37	0.56
F	2.43	0.09	3.91	3.35

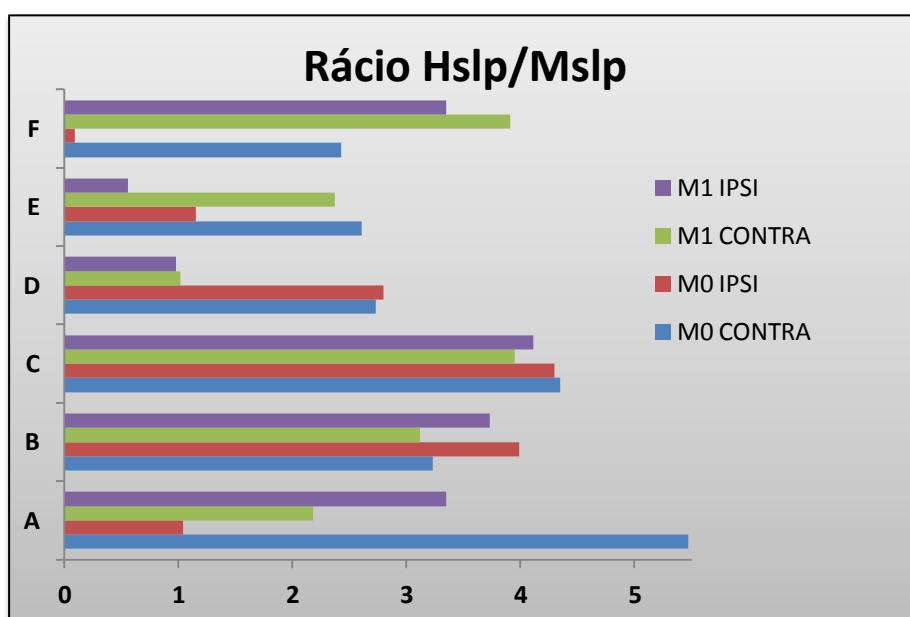


Gráfico 2-Rácio Hslp/Mslp (eixo x) para os indivíduos A,B,C,D,E, e F(eixo y) em M0 e M1 nos membros +afetado(CONTRA) e -afetado (IPSI)

É possível verificar que de uma maneira geral, todos os indivíduos apresentam valores ligeiramente Superiores no membro CONTRA relativamente ao IPSI, à exceção do indivíduo B e ao Indivíduo A que apresenta maior valor para o IPSI em M1. No que

diz respeito à variação entre M0 e M1, é possível verificar que houve ligeira diminuição dos valores em M1, menos evidenciada no indivíduo B, com exceção do Indivíduo F que apresenta um aumento dos valores em M1.

Na tabela V e VI estão apresentados os resultados da variação do *Stiffness* para todos os Indivíduos em M0 e M1 para as três velocidades selecionadas no membro CONTRA e membro IPSI.

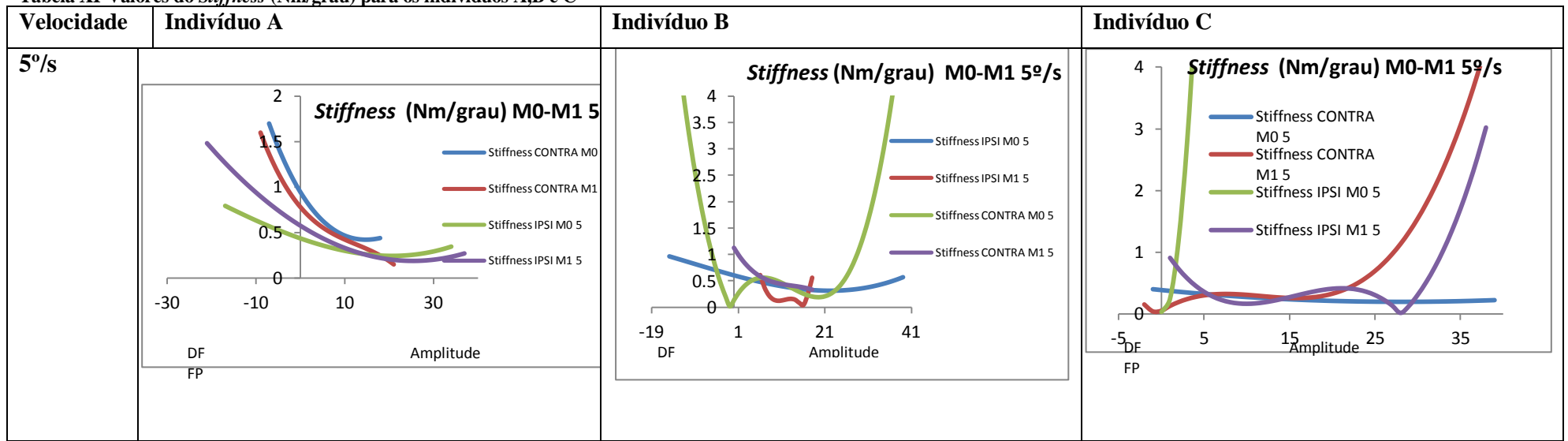
Membro Contra

A maioria dos Indivíduos apresenta uma tendência para a diminuição do *Stiffness* no membro CONTRA em M1, à exceção do Indivíduo F que apresenta um aumento considerável em M1 (à exceção da velocidade 0.25m/s)

Membro Ipsi

Os Indivíduos A, D e F apresentaram aumento em M1. O Indivíduo B apresentou uma tendência para a diminuição. Para os Indivíduos C e E, a diminuição do *Stiffness* em M1 foi mais acentuada do membro IPSI do que no CONTRA.

Tabela XI-Valores do *Stiffness* (Nm/grau) para os indivíduos A,B e C



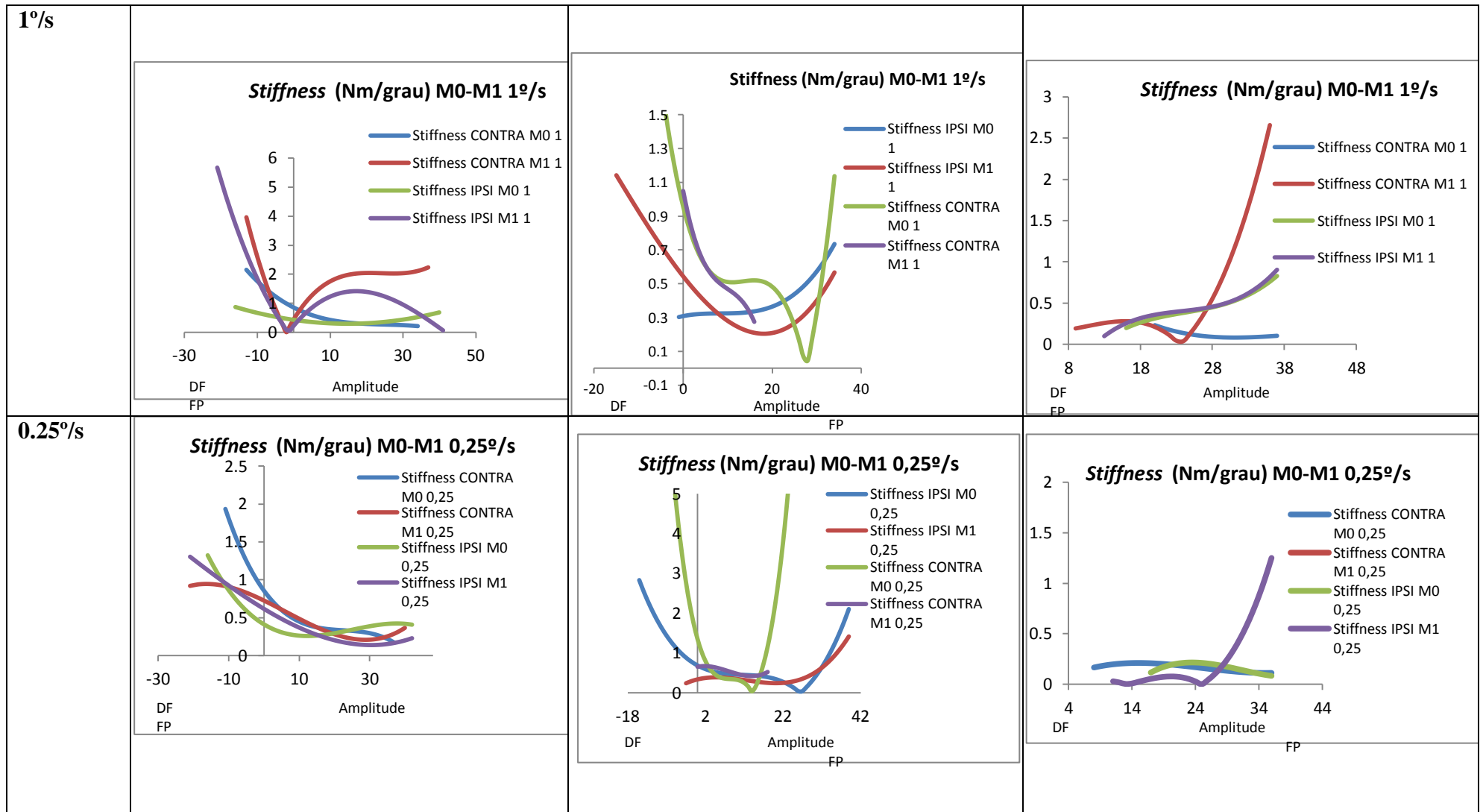
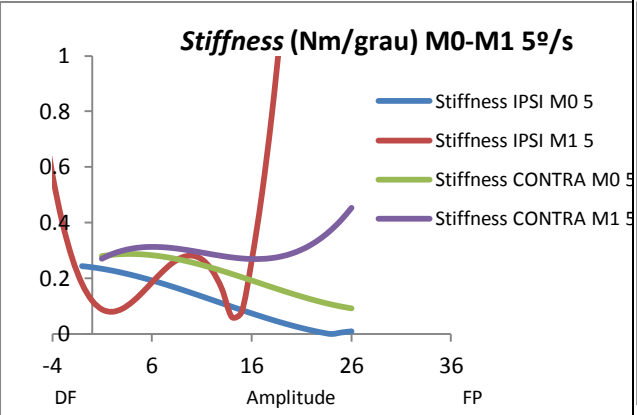
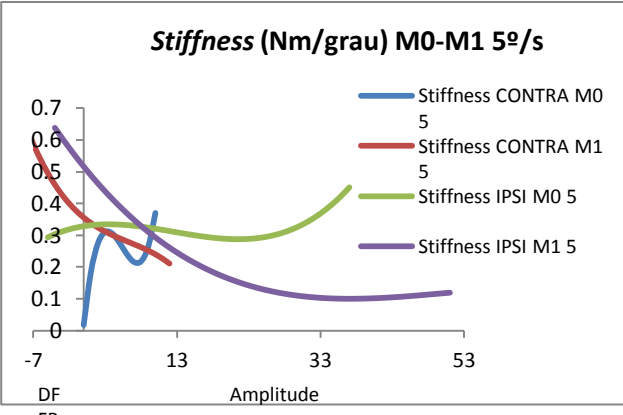
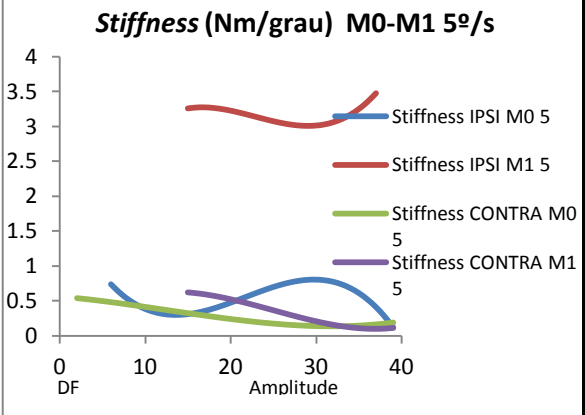
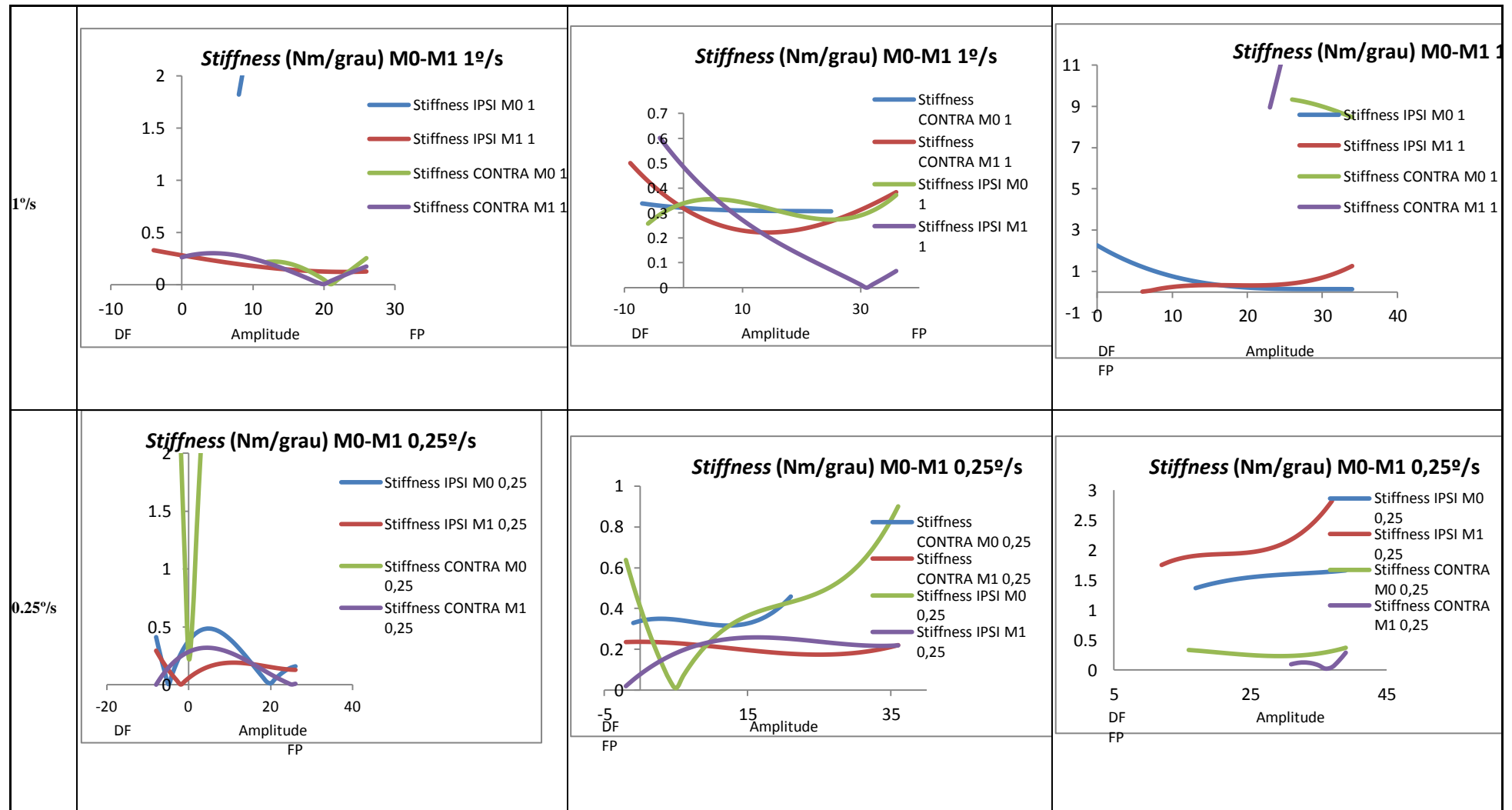






Tabela XII-Valores do Stiffness (Nm/grau) para os indivíduos D, E e F







Velocidade	Indivíduo D	Indivíduo E	Indivíduo F
5°/s	<div><p>Stiffness (Nm/grau) M0-M1 5°/s</p></div>	<div><p>Stiffness (Nm/grau) M0-M1 5°/s</p></div>	<div><p>Stiffness (Nm/grau) M0-M1 5°/s</p></div>

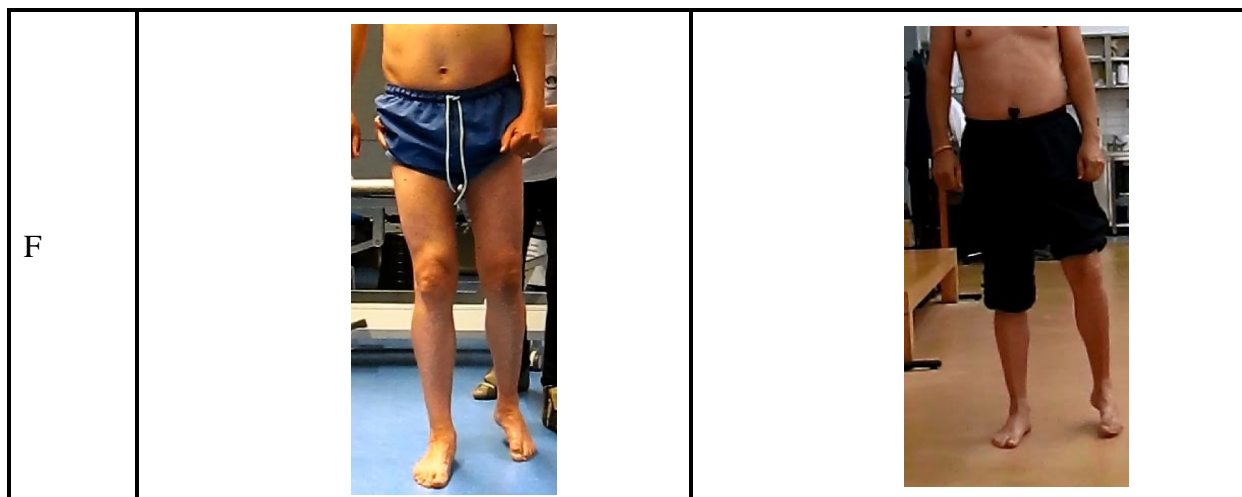


Na tabela VII estão apresentados os resultados observacionais para os 6 indivíduos em M1 comparativamente a M0

Tabela XIII- Resultados Observacionais entre M0 e M1 para os indivíduos A,B,C,D,E e F

Sujeito	M0	M1
A		
B		

C	 A side profile photograph of a person standing on a red carpet. They are wearing patterned shorts and are barefoot. The background is slightly out of focus, showing a doorway and some furniture.	 A side profile photograph of a person standing on a red carpet. They are wearing black shorts and are barefoot. The background is a plain white wall.
D	 A front view photograph of a person standing in a doorway. They are wearing a blue long-sleeved top and patterned pants. They are wearing dark shoes.	 A front view photograph of a person standing in a hallway. They are wearing a red tank top and black leggings. They are wearing sneakers. A fire extinguisher is visible on the wall to the right.
E	 A front view photograph of a person standing on a light-colored floor. They are wearing black shorts and are barefoot. The background is a room with some furniture.	 A front view photograph of a person standing on a light-colored floor. They are wearing black shorts and are barefoot. The background is a room with some furniture.



Nos indivíduos A,D C e E, é visível a alteração no sentido da melhoria nos componentes avaliados. No A é notória a alteração de alinhamento do pé na fase de propulsão, no C, é possível verificar melhor extensão linear no hemicorpo CONTRA, no D uma melhoria na regulação de tensão dos músculos posteriores da perna com repercussão na fase pendular do membro IPSI.

No F, é possível observar um aumento de tensão no trícepe sural manifestado na impossibilidade de movimento de rotação da tíbia sobre o retropé no início da fase média de apoio.

4. Discussão

Na avaliação dos Indivíduos que participaram no estudo, foi possível observar que a maioria (5) apresentava um PP relacionado com alterações no CP. Esta alteração no CP revela-se na dificuldade dos indivíduos se organizarem em função de um contexto ou de uma tarefa, num processo dinâmico de autorregulação em função do *input*. Foi por isso predominantemente considerado o comprometimento do CP nestes sujeitos (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Apesar dos Indivíduos apresentarem características comuns entre eles, o processo de raciocínio clínico foi baseado na análise observacional dos componentes do movimento. (Edwards, Jones, Carr, Braunack-Mayer, & Jensen, 2004). As estratégias e procedimentos foram direcionadas para a melhoria do CP, de forma a melhorar o *output* motor e consequentemente influenciar a modulação dos processos de inibição vs excitação sináptica, com expressão no *Hoffman*, e da componente biomecânica do tónus postural com expressão sobre o *stiffness*. (Ghotbi, et al., 2007) De facto, as diferentes estratégias utilizadas para cada participante têm em comum a exposição controlada à ação da gravidade em função dos diferentes conjuntos posturais adotados. Em associação procurou-se potenciar o *input* proprioceptivo oriundo das grandes articulações e pés de forma a que através da via espinocerebelo se potenciasses a organização do CP. Esta decisão assenta no conhecimento de que, o cerebelo, face ao *input* aferente oriundo da periferia, pode apresentar capacidade para influenciar a atividade da formação reticular (Haines, 2006) com repercussões sobre a atividade dos motoneurónios e interneurónios gama (NM- γ). (Mirbagheri, Barbeau, & Kearney, 2000; Whitting et al., 2012).

Quando se estuda o reflexo de *Hoffman* deve-se ter em consideração que ao contrário da simplicidade do circuito neural responsável pelo reflexo, a sua modulação é um processo muito complexo dificultando o uso deste indicador nos estudos clínicos. No entanto, apesar de não poder ser assumido como um indicador capaz de detetar todas as mudanças na excitabilidade medular, o reflexo de *Hoffman* permite detetar as interações neuronais funcionais que afetam em particular a excitabilidade dos motoneurónios (Misiaszek, 2003; Chen & Zhou, 2011). O estudo do reflexo de *Hoffman* relativo ao músculo solear foi baseado no facto de este ter um importante papel no CP e como tal pressupõe uma constante modulação da sua atividade face a variações das condições externas. Este aspeto foi já amplamente estudado por Chen & Zhou (2011) Palmieri *et al.* (2004), Pinar *et al.* (2010) e

Tucker et al. (2005), sendo no entanto de referir que são poucos os estudos que realizam uma análise bilateral. De facto, a maioria dos participantes do estudo (A,C,D,E e F) apresentam alterações ao nível do pé, relacionadas com a alteração do CP. Como referido anteriormente nos resultados, a maioria dos sujeitos apresentam valores ligeiramente mais altos no membro CONTRA do que o membro IPSI. Estes dados estão de acordo com os estudos de *Ghotbi et al.* (2007), *Mateus et al.* (2012) e *Higashi et al.* (2001). Sendo o Reflexo-H é um parâmetro neurofisiológico que combina a possibilidade de avaliar repercussões do processo de modulação na excitabilidade dos MNs podemos aceitar que as diferenças se devem a alterações neste processo.

De acordo com estudos efetuados anteriormente, esta diferença pode ser explicada pela diminuição do controlo inibitório do motoneurónio inferior ou pelo aumento da excitabilidade reflexa devido à inibição pré-sináptica (*Ghotbi, et al.*, 2007; *Higashi, et al.*, 2001).

De acordo com *Kawashima et al.* (2003), o reflexo de *Hoffman* é dependente da tarefa e desta forma revela o controlo postural, apresentando-se alterado em situação de lesão do SNC.

Nos Indivíduos A e C podemos observar que os valores são mais altos no membro IPSI comparativamente ao membro contra, sendo que no individuo A isto verifica-se apenas em M1. Isto pode dever-se ao facto de termos valores mais baixo na Mslp e apesar de o membro IPSI ter melhor capacidade de modular as aferências espinais, tem menor capacidade de ativar MNs. (*Newham & Hsiao*, 2001).

Apesar das diferenças entre os valores do membro CONTRA e IPSI acima discutidos, esta comparação tendo por base o membro IPSI como controlo pode estar comprometida. Isto porque, as lesões sub-corticais localizadas ao nível da cápsula interna, com disfunção dos sistema ventromediais, podem justificar alterações na atividade do membro IPSI (*Chen & Zhou*, 2011). Relativamente às diferenças entre M0 e M1, observa-se ligeira diminuição dos valores em M1 em quatro dos indivíduos (B,C,D e E), à exceção do individuo F (aumento mais acentuado no IPSI) e o membro IPSI do individuo A. Podemos colocar a hipótese de ter ocorrido uma melhoria na capacidade de modulação do reflexo e também de ativação dos MNs, dado que a diferença se verificou tanto no CONTRA como no IPSI.

O *stiffness* da TT do membro CONTRA, sofreu uma modificação no sentido da diminuição em M1 na maioria dos indivíduos. De lembrar que neste estudo lançou-se para alguns doentes a hipótese que um *stiffness* elevado poderia ser entendido como uma adaptação funcional à diminuição do CP. Apesar desta diminuição do CP ter sido identificada nestes sujeitos, e tendo-se observado uma modificação do *stiffness* no sentido da diminuição entre os dois momentos de avaliação, não nos é possível tirar elações devido à natureza deste estudo. Por outro lado as alterações de *stiffness* também têm sido consideradas como fazendo parte de estratégias compensatórias por parte do SNC para possibilitar a posição de pé e marcha, embora de forma desorganizada (Mirbagheri, Alibiglou, Thajchayapong, & Rymer, 2008). Assim, depreende-se que entre os dois momentos de avaliação os sujeitos tenham também modificado o seu CP refletindo-se na diminuição do *stiffness* do membro CONTRA, em M1.

No membro IPSI, o *stiffness* dos indivíduos A, D e F entre M0 e M1, demonstrou um aumento. Relativamente ao indivíduo A, já tínhamos visto anteriormente que relativamente ao reflexo de *Hoffman* houve um aumento relativamente a M1, podemos lançar a hipótese de estes dados estarem relacionado e um aumento na ativação dos MNs se manifeste também no aumento da resistência ao alongamento passivo para este indivíduo. No indivíduo F o aumento do *Stiffness* verifica-se tanto no CONTRA como no IPSI. Dado que nos resultados observacionais também é possível verificar um aumento de tensão no trícipe sural, podemos lançar a hipótese que para este indivíduo o aumento de tensão observada se pode manifestar num aumento de resistência ao alongamento passivo assim como numa alteração mais acentuada na modulação do reflexo-H e na de ativação dos MNs.

Para os Indivíduos C e E, a diminuição do *Stiffness* em M1 foi mais acentuada do membro IPSI do que no CONTRA. Este facto poderá estar relacionado com uma melhoria no CP deste lado.

Assim, importa salientar que mais do que certezas, este estudo poderá permitir lançar questões acerca do comportamento desta variável. De facto, questões inerentes à variabilidade observada nos sujeitos em estudo carece de investigação. Apesar da dificuldade em explicar determinados comportamentos é de realçar a complexidade de uma abordagem científica ao tema, onde de forma interligada se discutem também as opções terapêuticas com inerente análise dos componentes do movimento. A procura da objetividade no âmbito da Fisioterapia para os componentes de movimento observados durante a execução de sequências funcionais, poderá ser de difícil discussão. No entanto, e tendo como referência o

comportamento neuromotor típico dos sujeitos sem patologia do SNC, é possível compreender as modificações observadas entre o momento M0 e M1 para os sujeitos em estudo.

5. Conclusão

Na maioria dos Indivíduos que cumpriram plano de intervenção, ocorreu uma diminuição do rácio Hslp/Mslp mais acentuada no membro CONTRA assim como uma diminuição do *Stiffness* da tibiotársica no membro CONTRA.

CAPÍTULO III-Discussão/Conclusão

O estudo da Neurociência no desenvolvimento de estratégias de intervenção no âmbito da reabilitação neurológica tem sido fundamental. Esta área, pelo desenvolvimento de conhecimentos inerentes ao processo de neuroplasticidade e processos neurofisiológicos que servem de base ao movimento humano, tem permitido desenvolver intervenções terapêuticas de forma a potenciar a funcionalidade após lesão do SNC (Kleim & Jones, 2008; Raine, 2009).

No entanto, muitas das questões fundamentais para a melhoria do processo de reabilitação, são ainda pouco compreendidas como é o caso da espasticidade. Apesar deste tipo de estudos terem um menor fator de impacto ao nível da classificação científica, poderão ser uma mais valia na medida em que permitem uma compreensão do comportamento individual de cada participante face a determinadas condições, contribuindo forma a potenciar futuras investigações experimentais nesta área. É também necessário que as estratégias e procedimentos utilizados no decorrer da intervenção nestes sujeitos com lesão do SNC sejam referenciadas com mais detalhe de forma a contribuir para a diminuição da subjetividade inerente aos programas genéricos de reabilitação em Neurologia, que é vista como um fator limitativo de comparação de resultados (Roy, Forrester, Macko, & Krebs, 2013).

Este estágio clínico e consequente elaboração deste relatório permitiu não só, explorar e compreender as modificações numa propriedade mecânica relacionada com a resistência das estruturas articulares e periarticulares ao movimento, como também as alteração na modulação da inibição e excitação sinática e ainda questionar opções terapêuticas no âmbito da intervenção em Fisioterapia na área da Neurologia. Assim, a ponte estabelecida entre a prática clínica e o conhecimento das áreas básicas que lhe dão suporte foram a mais valia a salientar da realização deste percurso no âmbito do Mestrado.

Bibliografia

- Aquino, C. F., Gonçalves, G. G., Fonseca, S. T., & Mancini, M. C. (2004). Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte*, 12(4).
- Asseldonk, E. H., Buurke, J. H., Bloem, B. R., Renzenbrink, G. J., Nene, A. V., & Helm, F. C. (2006). Disentangling the contribution of the paretic and non.paretic ankle to balance control in stroke patients. *Experimental Neurology*.
- Barnes, M.P. and Johnson, G.R., Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity: Clinical Management and Neurophysiology 2008: Cambridge University Press.
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 36-43. doi: S0268003303002146 [pii];
- Bour, A., Rasquin, S., Boreas, A., Limburg, M., & Verhey, F. (2010). How predictive is the MMSE for cognitive performance after stroke? *Journal of Neurology*, 257, 630-637. (Springer, Ed.)
- Calota, A., Feldman, A.G., and Levin, M.F., Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2008. 119(10): p. 2329-2337
- Camargo, M. R., & Fregonesi, C. E. (2011). *A importância das informações aferentes podais para o controle postural*. Revista Neurociência.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319. doi: S0003-9993(08)01500-1 [pii]10.1016/j.apmr.2008.06.023
- Carvalho, R. L., & Almeida, G. L. (2008). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Revista de Neurociência*.
- Chen, Y.-S., & Zhou, S. (2011). *Soleus H-reflex and its relation to static postural control*. Elsevier. Gait & Posture;
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A eletromiografia, no estudo do movimento humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015
- Di Fabio, R. P. (1987). Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther*, 67(1), 43-48
- Dobkin B. H. (2005); *The Clinical Science of Neurologic Rehabilitation*, Oxford University Press, 2^o edition;
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91(1), 22-29. doi: 10.1007/s00421-003-0933-0
- Fimland, M. S., Moen, P. M., Hill, T., Gjellesvik, T. I., Tørhaug, T., Helgerud, J., et al. (2011). Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke. *III*, 3041-3049. *Eur Journal Appl Physiol*;
- Forbes, P. A., Happee, R., van der Helm, F. C., & Schouten, A. C. (2011). EMG feedback tasks reduce reflexive stiffness during force and position perturbations. *Exp Brain Res*, 213(1), 49-61. doi: 10.1007/s00221-011-2776-y
- Fuchs, D. P., Sanghvi, N., Wieser, J., & Schindler-Ivens, S. (2011). Pedaling alters the excitability and modulation of vastus medialis H-reflexes after stroke. *122*, 2036-2043. *Clinical Neurophysiology*;
- Funase K, Higashi T., Yoshimura T., Imanaka K., Nishihira Y. (1996), Evident difference in the excitability of the motoneuron pool between normal subjects and patients with spasticity assessed by new method using H-reflex and M-response; *Neuroscience Letters* 203 (1996) 127-130
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport*, 9(1), 16-24. doi: S1466-853X(07)00077-6 [pii]10.1016/j.ptsp.2007.08.002
- Ghotbi, N., Hadian, M. R., Olyaei, G. R., Bagheri, H., Talebian, S., Nakhostin-Ansari, N., et al. (Dezembro de 2007). The investigation of criterion validity of the modified Ashworth scale using the alpha motoneuron excitability indicators. *45*, 290-294. Tehran University of Medical Sciences.
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *The Bobath concept in adult neurology*: Thieme

- Gladstone, D. J., Danells, C. J., & Black, S. E. (2002). The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabil Neural Repair*, 16(3), 232-240.
- Gracies, J. M. (2005a). Pathophysiology of spastic paresis. 1: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve*, 31(5), 535-551. doi: 10.1002/mus.20284;
- Gracies, J. M. (2005b). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve*, 31(5), 552-571. doi: 10.1002/mus.20285;
- Gurfinkel, V., Cacciato, T. W., Cordo, P., Horak, F., Nutt, J., & Skoss, R. 2006. Postural muscle tone in the body axis of healthy humans. *J Neurophysiol*. 96: 2678-2687;
- Higashi T., Funase K., Kusano K., Tabira T., Harada N., Sakakibara A., Yoshimura T., (2001), Motoneuron Pool Excitability of Hemiplegic Patients: Assessing Recovery Stages by Using H-reflex and M Response, Arch Phys Med Rehabil Vol 82, November;
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101(6), 511-519.
- Huang C., Wang C., Hwang I., (2006), Characterization of the mechanical and neural components of spastic hypertonia with modified H-reflex, Journal of Electromyography and Kinesiology 16 (2006) 384-391;
- Hwang I, Lin C, Tung L, Wang C.; (2004) Responsiveness of the H reflex to loading and posture in patients following Stroke; Journal of Electromyography and Kinesiology 14(2004) 653-659;
- Hwang S., Jeon H., Kwon O., Yi C., (2011); The effects of body weight on the soleus H-reflex modulation during standing, Journal of Electromyography and Kinesiology 21 (2011) 445-449;
- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, 171, 1-12. Elsevier;
- Kobayashi, T., Leung, A. K., Akazawa, Y., Tanaka, M., & Hutchins, S. W. (2010). Quantitative measurement of spastic ankle joint stiffness using a manual device: a preliminary study. *J Biomech*, 43(9), 1831-1834. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.024
- Kollmitzer, J., Ebenbichler, G. R., & Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin Neurophysiol*, 110(4), 725-734.

- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(3), 351-358. doi: S0003-9993(00)90083-2 [pii]
- Landau WM. Botulinum toxin for spasticity after stroke. *N Engl J Med*. 2003; 348:258-259.
- Leite, D. X., Vieira, J. M., Carvalhais, V. O., Araújo, V. L., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2012). Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev Bras Fisioter*, 16(5), 414-421.
- Lévênez, M., Kotzamanidis, C., Carpentier, A., & Duchateau, J. (2005). Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. 99, 1182-1188. *J Appl Physiol*.
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*, 545(Pt 3), 1041-1053.
- Lorentzen, J., Grey, M. J., Geertsen, S. S., Biering-Sørensen, F., Brunton, K., Gorassini, M., & Nielsen, J. B. (2012). Assessment of a portable device for the quantitative measurement of ankle joint stiffness in spastic individuals. *Clinical Neurophysiology* 123, 1371–1382.
- Lundy-Ekman, L. 2008. *Neurociência – fundamentos para a reabilitação*. tradução da 3ª edição. Rio de Janeiro: Editora Elsevier;
- Massion J. 1994 Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*. 1994;4: 877– 887.
- Mirbagheri, M. M., Alibiglou, L., Thajchayapong, M., & Rymer, W. Z. 2008. Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke. *J Neuro Eng Rehab*. 5:6;
- Montgomery, P. C., & Connolly, B. H. 2003. *Clinical Applications for Motor Control*. Slack Incorporated;
- Newham, DJ, Hsiao, SF. 2001. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil* 23(9): 379-386
- Nordez, A., Cornu, C., & McNair, P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(7), 755-760. doi:S0268-0033(06)00057-X [pii]10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005;
- Nudo R. (2007); Postinfarct Cortical Plasticity and Behavioral Recovery; *Stroke* 2007; 38; 840-845;

- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *39*, 268–277. *Journal of Athletic Training*.
- Pinar, S., Kitano, K., & Koceja, D. M. (2010). Role of vision and task complexity on soleus H-reflex gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*, 354–358. Elsevier.
- Pisano, F., Miscio, G., Del Conte, C., Pianca, D., Candeloro, E., & Colombo, R. (2000). Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients. *Clin Neurophysiol*, *111*(6), 1015-1022.;
- Pollock A., Baer G; Langhorne P., Pomeroy V, (2008); Physiotherapy Treatment Approaches for Stroke, *Stroke*. 2008; *39*;519-520
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. 2009. Bobath Concept -Theory and clinical practice in neurological rehabilitation. Ed. Wiley-Blackwell;
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *J Athl Train*, *36*(4), 369-375.
- Roy, A., Forrester, L. W., Macko, R. F., & Krebs, H. I. (2013). Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke. *J Rehabil Res Dev*, *50*(4), 555-572.
- Rydahl, S. J., & Brouwer, B. J. (2004). Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements. *Arch Phys Med Rehabil*, *85*(10), 1631-1637.
- Santos, C. I., Cabri, J. M. H., & Pascoalinho, J. (2002). *Contributo para a adaptação e validação à realidade portuguesa do instrumento de medida “Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke”*. Escola Superior de Saúde de Alcoitão.
- Scaglioni, G., Narici, M. V., Maffiuletti, N. A., Pensini, M., & Martin, A. (2003). Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *Journal of Physiology*, *548*, 649-661. The Physiological Society.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor Control. Translating Research into Clinical Practice* (L. W. a. Wilkins Ed. fourth edition ed.). USA.
- Sommerfeld D., Svensson A., Holmqvist L., Arbin M. (2004). Spasticity After Stroke Its Occurrence and Association with Motor Impairments and Activity Limitations *35*:134-140, *Stroke*;

- Tokuno, C. D., Garland, S. J., Carpenter, M. G., Thorstensson, A., & Cresswell, A. G. (2008). Sway-dependent modulation of the triceps surae H-reflex during standing. *104*, 1359-1365. *J Appl Physiol*.
- Tucker, K. J., Tuncer, M., & Türker, K. S. (2005). A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human Movement Science*, *24*, 667–688. Elsevier.
- Vattanasilp, W., Ada, L., & Crosbie, J. (2000). Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *69*(1), 34-39.
- Venturini, C., André, A., & Aguila, B. P. (2006). Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. *Ata Fisiátrica* (pp. 39-43).
- Voermen G.E., Gregoric M., Hermes H.J. (2005); Neurophysiological methods for the assessment of Spasticity: The Hoffman reflex, the tendon reflex and stretch reflex; *Disability and Rehabilitation*; *27*(1/2):33-68;
- Volpe, R. D., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*. Elsevier;
- Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. *Dev Med Child Neurol*, *55*(7), 617-623. doi: 10.1111/dmcn.12124;
(<http://www.medicalnewstoday.com/articles/248680.php>);

Anexo A

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000)

Designação do Estudo:

“Componentes neurais/biomecânicas da espasticidade em indivíduos após lesão neurológica”

Eu, abaixo-assinado, _____ (nome do voluntário), compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os objetivos, os métodos e o eventual desconforto. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada.

Por isso, aceito colaborar no referido projeto de investigação.

Data: ____ / ____ / 2013

Assinatura do participante:

O Investigador responsável **Nome:**

Assinatura: